

Potilaan säteilyaltistuksen määrittäminen mammografiassa

Paula Toroi, Hannu Järvinen, Niina Könönen, Teuvo Parviainen,

Markku Pirinen, Markku Tapiovaara, Petra Tenkanen-Rautakoski

ISBN	978-952-478-666-9	(nid) Edita Prima Oy, Helsinki 2011
ISBN	978-952-478-667-6	(pdf)
ISSN	1796-7171	

TOROI Paula, JÄRVINEN Hannu, KÖNÖNEN Niina, PARVIAINEN Teuvo, PIRINEN Markku, TAPIOVAARA Markku, TENKANEN-RAUTAKOSKI Petra. Potilaan säteilyaltistuksen määrittäminen mammografiassa. STUK-TR 11. Helsinki 2011. 21 s. + liitteet 4 s.

Avainsanat: röntgendiagnostiikka, mammografia, säteilyaltistus, keskimääräinen rauhaskudosannos, MGD, pinta-annos, ESD, vertailutasot, mittausohje, mittausmentelmä

Tiivistelmä

Tässä raportissa kuvataan mittaus- ja laskentamenetelmät, joita tarvitaan mammografiakuvauksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittämiseen. Mittausohjeessa on kuvattu menetelmä potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakerman mittaamiseksi ja esitelty tähän soveltuvien mittareiden käyttöä. Ilmakermasta voidaan laskea pinta-annos (ESD) tai keskimääräinen rauhaskudosannos (MGD) tämän ohjeen liitteissä annettujen kertoimien avulla

TOROI Paula, JÄRVINEN Hannu, KÖNÖNEN Niina, PARVIAINEN Teuvo, PIRINEN Markku, TAPIOVAARA Markku, TENKANEN-RAUTAKOSKI Petra. Determination of the radiation exposure of a patient in mammography. STUK-TR 11. Helsinki 2011. 21 pp. + Appendices 4 pp.

Keywords: X-ray diagnostics, mammography, radiation exposure, mean glandular dose, MGD, entrance surface dose, ESD, diagnostic reference levels, measurement guidelines, measurement method

Abstract

This report describes the measurement and calculation methods for determining the patient's radiation exposure from mammography. The method for measuring the incident air kerma is described and the use of suitable dosimeters are presented in the measurement guidelines. The entrance surface dose (ESD) and the mean glandular dose (MGD) can be calculated from the incident air kerma using the factors given in appendixes.

Sisällysluettelo

TIIVISTELMÄ	3
ABSTRACT	4
1 JOHDANTO	7
2 YLEISOHJEET	8
2.1 Laskenta potilasjoukolle	8
2.2 Fantomin käyttö	9
3 SÄTEILYALTISTUKSEN MÄÄRITTÄMINEN JA SUUREET	10
3.1 Ilmakerman mittaus	10
3.2 Ilmakerman laskenta säteilytuoton avulla	10
3.3 Fantomin käyttö mittauksissa	11
3.4 Pinta-annos, ESD	11
3.5 Keskimääräinen rauhaskudosannos, MGD	11
3.6 Säteilyn puoliintumispaksuuden määrittäminen	12
4 MITTARIT	14
4.1 Ionisaatiokammio	14
4.2 Puolijohdeilmaisin	14
4.3 Muut mittarit	15
4.4 Säteilymittareiden kalibroinnit ja toimintakunnon seuranta	15
5 EPÄVARMUUSARVIO	17
6 SÄTEILYALTISTUKSEN VERTAILU VERTAILUTASOIHIN	18
7 YHTEENVETO	19
8 VIITTEET JA KIRJALLISUUTTA	20
LIITE 1 TAULUKOT	22
LIITE 2 ESIMERKIT	24

1 Johdanto

Mammografiatutkimus on tärkeä menetelmä rintasyövän diagnostiikassa ja seulonnassa. Tutkimuksessa käytetyllä röntgensäteilyllä on kuitenkin myös haittavaikutuksia ja sen vuoksi säteilyaltistuksen suuruus on syytä tuntea. Säteilysuojelun optimointiperiaatteen (ICRP 2007) mukaan röntgentutkimuksesta aiheutuvaa annosta on pyrittävä pienentämään, jos se voidaan tehdä huonontamatta diagnoosin luotettavuutta. Optimoinnin tueksi ja tarpeettoman suurten säteilyannosten havaitsemiseksi on syytä vertailla samasta tutkimuksesta eri paikoissa aiheutuvia annoksia. Seulontamammografiakuvauksissa potilasannoksien ja kuvanlaadun optimointiin kiinnitetään erityistä huomiota, koska säteilyä käytetään terveiden ja oireettomien henkilöiden kuvaamiseen ja kuvattavien henkilöiden määrä on suuri.

Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksen (423/2000) mukaisesti röntgentutkimuksista potilaille aiheutuva säteilyannos on määritettävä säännöllisesti. Annostiedot on tallennettava ja niitä on verrattava tutkimuksille määriteltäviin vertailutasoihin. Jotta eri säteilynkäyttöpaikoista saatavat mittaustulokset olisivat vertailukelpoisia ja luotettavia, mittaukset on tehtävä käyttäen yhdenmukaisia menetelmiä. Lisäksi käytettävät mittarit on kalibroitava kansainvälisiin mittanormaaleihin jäljitettävästi.

Oppaassa STUK tiedottaa 1/2004 annetaan ohjeet röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittämiseen. Mammografiatutkimusten osalta ohjeessa opastetaan mittaamaan pinta-annosta (ESD, Entrance Surface Dose), joka on myös Suomen vertailutasoissa käytetty suure. Digitaalisten laitteiden käyttöönotto on laajentanut mammografiassa käytettävien säteilylaatuja valikoimaa. Säteilyn absorboituminen kudoksiin

riippuu säteilyn energiasta, joten potilaan annos ei energian muuttuessa pysy samana, vaikka ESD olisi muuttumaton. Tämän vuoksi pinta-annoksen mittaukseen perustuvat vertailut eri säteilylaatuja käyttävien laitteiden välillä eivät anna oikeaa kuvaa potilaan säteilyannoksen vaihteluista. Suomessa siirrytään kansainvälisen ohjeistuksen mukaisesti (EC 1996, EC 2006, ICRU 2005, IAEA 2007) käyttämään vertailutasosuureena keskimääräistä rauhaskudosannosta (MGD, mean glandular dose) vuoden 2011 aikana. MGD-suureen avulla arvioidaan rinnan säteilyherkän rauhaskudoksen säteilyaltistusta. Sen vuoksi se kuvaa paremmin säteilyn aiheuttamaa haittaa ja riskiä kuin ESD, joka huomioi vain annoksen potilaan iholla. Optimoinnissa tulisi aina käyttää MGD-suuretta ESD:n sijasta.

Tässä raportissa esitetyt menetelmät pätevät tavanomaiselle mammografiakuvaukselle (projektiokuvaus). Markkinoilla on kuitenkin myös tavanomaisesta kuvantamistavasta poikkeavia laitteita. On esimerkiksi mammografialaitteita, joissa kuvaus tapahtuu pyyhkäisemällä kuvausalueen yli kapealla, viuhkamaisella säteilykeilalla. Annosmittausten osalta tämä tuo lisähaasteita ilmakerman ja röntgenlaitteen säteilytuoton mittauksiin (Hemdal ym. 2005). Tomosynteesilaitteilla tai ns. 3D-mammografialaitteella rintaa kuvataan valitun kulman yli eri suunnista. Tässä tapauksessa ilmakermamittaus voidaan tehdä samalla tavoin kuin normaalille mammografialaitteelle pysäyttämällä laite pystyasentoon (0-kulma) mittausten ajaksi. MGD:tä laskettaessa suuntavaikutus tulee ottaa huomioon erillisellä kertoimella (Dance 2011). Tässä raportissa ei kuitenkaan käsitellä muussa kuin tavallisessa projektiokuvauksessa tarvittavia potilaan säteilyaltistuksen määrittämenetelmiä.

2 Yleisohjeet

Röntgendiagnostiikassa käytettävällä energia-alueella ilmakerma ja ilmaan absorboitunut annos ovat mittaustarkkuuden rajoissa yhtä suuret, joten tässä raportissa käytetään suuretta ilmakerma. Ilmakermalle käytetään symbolia K_a ja sen yksikkö on gray (Gy). Tässä raportissa se mitataan vapaasti ilmassa siten, että ympäröivistä kohteista tuleva sironta ei vaikuta mittaustulokseen. Luvussa 4 esitellään mammografiassa käytettävän säteilyn ilmakermamittauksiin tarkoitettuja mittareita ja korjauskertoimet, joita tarvitaan tarkoissa mittauksissa mittarin näyttämän lukeman korjaamiseksi oikeaan arvoon. Potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakerma K_i on vapaasti ilmassa mitattu ilmakerma säteilykeilan keskiakselin ja potilaan etupinnan leikkauspistettä vastaavassa kohdassa. Se mitataan vapaasti ilmassa ilman sirontaa ja siten, että kompressiolevyn aiheuttama säteilyn vaimennus tulee otetuksi huomioon (luku 3.1).

Tässä raportissa käytetään **potilaan säteilyaltistusta** kuvaamaan kolmea eri suuretta:

- potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakermaa (K_i , incident air kerma)
- pinta-annosta (ESD)
- keskimääräistä rauhaskudosannosta (MGD).

Yleistermillä ”annos” tarkoitetaan ESD- ja MGD-suureita. K_i on perusmittaus suure, josta ESD ja MGD voidaan laskea sopivien konversio- ja korjauskertoimien avulla (luvut 3.4 ja 3.5). Kertoimet valitaan taulukoista mm. säteilylaadun perusteella. Säteilylaadulla tarkoitetaan säteilyn energiaspektiriä eli energijakaumaa. Säteilylaatuun vaikuttavat mm. putkijännite, suodatus, anodimateriaali ja -kulma. Käytännössä tietyllä laitteella säteilylaadun määrää käytetty anodimateriaalin ja suodatuksen yhdistelmä ja putkijännite. Usein säteilylaatua kuvaavana parametrina käytetään puoliintumispaksuutta (HVL, half-value layer) (luku 3.6).

Säteilyaltistuksen määrittäminen tai määrit-

tämisessä tarvittavien mittausten suorittaminen voidaan antaa laitteiden laadunvalvontaa tekevien asiantuntijoiden tehtäväksi, tai niissä voidaan käyttää kaupallisia mittauspalveluja. Huollon yhteydessä tehtävät säteilymittaukset eivät välttämättä ole tämän raportin mukaisia ja huoltosopimuksen yhteydessä kannattaa varmistaa, että laitteelle tehtävät säteilytuottomittaukset soveltuvat potilasannosmäärittäykseen. Mittaukset saatetaan esimerkiksi tehdä ilman kompressiolevyä, jolloin sen vaikutus täytyy ottaa erikseen huomioon.

2.1 Laskenta potilasjoukolla

Tässä raportissa esitettyä menetelmää voidaan käyttää yksittäisen potilaan annosarviointissa. Kun annoksia halutaan verrata vertailutasoihin, lasketaan keskiarvo vähintään 10 potilaan annoksista. Henkilöt tarkasteltavaan ryhmään valitaan siten, että puristetun rinnan paksuus on välillä 40 mm – 60 mm ja paksuuksien keskiarvo noin 50 mm. Ryhmän koon tulisi olla 10–50 potilasta luotettavan arvion saamiseksi. Jotta potilaiden säteilyannokset voidaan laskea, tutkimuksesta kirjataan seuraavat tiedot:

- kuvatus rinnan paksuus
- kuvausarvot:
 - sähkömäärä (mAs)
 - säteilylaatu (putkijännite, anodi- ja suodatinvalinnat)
- potilaan ikä.

Monissa tapauksissa kuvauksessa käytetyt arvot jäävät talteen joko itse kuvaan tai ne näkyvät röntgenlaitteen ohjauspöydän näytöllä kuvauksen jälkeen. Rinnan paksuuden mittaavan laitteiston näytön oikeellisuus tulee varmistaa ennen mittausten suorittamista, ja tarvittavat korjaukset paksuusmittauksiin tulee tehdä ennen annosten arviointia. Jos tietoa sähkömäärästä ja säteilylaadusta ei ole saatavilla, potilasannosmäärittäystä ei voida

täsmällisesti tehdä kuvausarvojen perusteella. Potilasannosmääritys toteutetaan yleensä mittaamalla laitteen säteilytuotto käytettävillä säteilylaaduilla ja laskemalla niiden pohjalta jälkikäteen yksittäisten potilaiden annokset kuvausarvojen perusteella (luku 3.2).

Mammografialaitteessa voi myös olla potilaan säteilyaltistusta osoittava näyttö, joka näyttää joko ESD- tai MGD-arvoja tai molempia. Tällaista näyttöä voidaan käyttää potilaan säteilyaltistuksen määrittämiseen, kun mittauksilla on varmistettu, että näyttö toimii riittävän tarkasti oikein. Näyttämän oikeellisuus on laitteen käyttöönottovaiheessa tarkastettava käyttäen eri säteilylaatuja ja siten, että puristuslevyn aiheuttama vaimennus on otettu huomioon. Tämän jälkeen näytön oikea toiminta varmistetaan säännöllisin aikavälein esim. laitehuollon yhteydessä.

2.2 Fantomin käyttö

Potilasta simuloivan fantomin kuvaamisen avulla saadaan tietoa laitteen valitsemista kuvausarvoista ja tarvittavasta sähkömäärästä Q , kun kuvauksessa käytetään valotusautomaattia (luku 3.3). Näitä tietoja voidaan käyttää potilaan säteilyaltistuksen määrittystä varten tarvittavan ilmakerman mittauksessa tai laskennassa (luvut 3.1 ja 3.2). Koska kuvattava kohde voidaan vakioida, fantomin kuvauksesta määritettyä annosta voidaan käyttää laitteiden väliseen tekniseen vertailuun. Tämän

lisäksi fantomia voidaan käyttää laadunvarmistuksessa valotusautomaatin toiminnan vakioisuuden sekä kuvanlaadun tarkkailuun.

Fantomilla pyritään usein simuloimaan keskikokoista rintaa, jolloin mittaustuloksen avulla voidaan myös arvioida potilaiden säteilyaltistusta ja verrata sitä vertailutasoihin. Tällöin kuvausarvojen määrittämisessä käytetään fantomia, joka vastaa noin 5 cm paksuista rintaa. Esimerkiksi 4,5 cm paksuinen, akryylimuovista (PMMA) tehty fantomi vastaa säteilyn vaimennukseltaan keskimääräistä 5 cm paksuista rintaa, jonka rasva- ja rauhaskudosten määrät ovat yhtä suuret.

Fantomin kuvaukseen perustuva annosarvio ei kuitenkaan täysin vastaa potilaiden säteilyaltistuksen seurannassa tarvittavaa, todelliselle potilasjoukolle laskettua keskimääräistä annosta. Fantomin kuvaukseen perustuva mittaustulos on vain arvio potilasannosjakaumaan perustuvalla määrittämiselle, eikä sen avulla voida erottaa laitteiden erilaisia toiminta-arvoja erilaisia rintoja kuvattaessa. Potilaiden kuvauksessa annokset voivat vaihdella huomattavasti, vaikka puristetun rinnan paksuus olisikin sama. Tämä johtuu eroista rintojen rauhaskudospitoisuuksissa ja rauhaskudoksen sijainnissa: jos valotusautomaatin mitta-anturi sijaitsee rauhaskudosmassan kohdalla, annos on suurempi kuin silloin, kun anturin edessä on pääosin rasvakudosta.

3 Säteilyaltistuksen määrittäminen ja suureet

3.1 Ilmakerman mittaus

Ilmakermamittauksessa mammografialaite asetetaan pystysuoraan, kraniokaudaaliseen kuvaus-asentoon. Kompressiolevy nostetaan maksimikorkeudelle mahdollisimman kauas säteilymittarista, jotta levystä eteenpäin siroava säteily vaikuttaisi mittarin näyttämään mahdollisimman vähän. Annosmittari asetetaan kuvailmaisimen suojalevyn päälle referenssipisteeseen, joka sijaitsee 60 mm rintakehän puoleisesta reunasta keskelle päin (kuvat 1 ja 5). Jos mittari ei ole herkkä takaisinsironneelle säteilylle (esim. mittarin tausta on suojattu sironneelta säteilyltä), mittari voidaan asettaa joko fantomin päälle tai suoraan kuvailmaisimen suojalevyn päälle. Jos mittarin taustaa ei ole suojattu sironneelta säteilyltä, tulisi mittari asettaa ilmaan mahdollisimman kauas sirontaa aiheuttavista kohteista tai vähentää tuloksesta takaisinsironnan aiheuttama osuus mittarin näyttämään.

Ilmakermamittauksessa kuvausarvot (anodimateriaali, suodatus, putkijännite, sähkömäärä) valitaan manuaalisesti. Anodimateriaali, suodatus ja putkijännite määräävät säteilylaadun. Sähkömääräksi ($[Q] = \text{mAs}$) valitaan haluttu arvo: esimer-



Kuva 1. Ilmakerman mittaus ionisaatiokammilla.

kiksi potilaskuvausta vastaava tai lähimpänä sitä oleva arvo. Mittausetäisyys on mittarin ilmaisimen (mittakammion efektiivisen pisteen) etäisyys fokuksesta (FCD , focus-to-chamber distance). Suoritetaan kuvaus ja kirjataan ylös mitattu ilmakerma K_a . Tarvittaessa mittaus toistetaan samoilla kuvausarvoilla esimerkiksi kolme kertaa ja saaduista lukemista lasketaan keskiarvo.

Jotta mitatusta tai säteilytuoton avulla lasketusta ilmakermasta voidaan laskea suureiden ESD ja MGD arvot taulukoitujen kertoimien avulla (luvut 3.4 ja 3.5), ilmakerman mittausetäisyyden tulee olla oikea: sen täytyy vastata kuvauksessa käytettyä fokus-ihoetäisyyttä (FSD , focus-to-skin distance). Potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakerma ihon pinnan etäisyydellä K_i voidaan laskea käyttäen etäisyyden neliölakia:

$$K_i = K_a \cdot \left(\frac{FCD}{FSD} \right)^2 \quad (1)$$

3.2 Ilmakerman laskenta säteilytuoton avulla

Potilaiden säteilyannokset voidaan laskea jälkikäteen kuvausarvojen perusteella, kun laitteen säteilytuotto on tiedossa. Säteilytuotto Y käytetyllä säteilylaadulla ja mittausetäisyydellä voidaan laskea ilmakermamittauksista jakamalla mitattu ilmakerma käytetyllä sähkömäärällä Q :

$$Y = \frac{K_a}{Q} \quad (2)$$

Säteilytuoton yksikkö on mGy/mAs . Säteilytuotolaskentaa varten tehtävissä ilmakermanmittauksissa sähkömääräksi voidaan valita mikä tahansa arvo, joka on normaalilla käyttöalueella, esimerkiksi 20 mAs – 80 mAs.

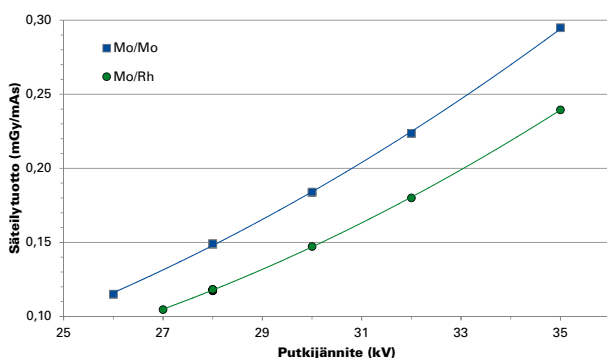
Mittaukset tehdään kaikilla tarvittavilla säteilylaaduilla. Kattavassa mittauksessa ne tulisi tehdä ainakin kaikille kliinisessä käytössä olevilla

anodimateriaalin ja suodatuksen yhdistelmillä ja käytössä olevalla putkijännitealueella. Esimerkki säteilytuottokäyrästä eli säteilytuotosta putkijännitteen funktiona on kuvassa 2. Säteilytuottoa ei välttämättä tarvitse mitata kaikilla putkijännitteen arvoilla, vaan sen arvo voidaan tarvittaessa interpoloida säteilytuottokäyrältä mittauspisteiden väliltä. On myös kehitetty menetelmä, jossa säteilytuoton arvo eri putkijännitteillä voidaan arvioida hyvällä tarkkuudella vain yhdellä putkijännitteellä (esim. 28 kV) tehdystä mittauksesta (Robson 2001).

Säteilytuottoarvojen ja potilastutkimuksissa käytettyjen kuvausarvojen perusteella voidaan laskea tutkimuksessa potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakerma. Tässä tarvitaan potilaskuvauksessa käytettyyn säteilylaatuun liittyvää säteilytuottoa Y . Se saadaan joko suoraan kyseisellä säteilylaadulla mittaamalla tai sen arvo voidaan interpoloida säteilytuottokäyrästä. Säteilytuotto kerrotaan potilaskuvauksessa käytetyllä sähkömäärällä Q .

$$K_a = Y \cdot Q \quad (3)$$

Jotta mitatusta tai säteilytuoton avulla lasketusta ilmakerma voidaan laskea suureiden ESD ja MGD arvot taulukoitujen kertoimien avulla (luvut 3.4 ja 3.5), ilmakerman mittaustäisyyden tulee olla oikea: sen täytyy vastata kuvauksessa käytettyä fokus-ihoetäisyyttä (FSD , focus-to-skin distance). Potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakerma ihon pinnan etäisyydellä K_i voidaan laskea käyttäen etäisyyden neliölakia kaavan 1 mukaisesti.



Kuva 2. Esimerkki säteilytuottokäyrästä molybdeeninodin ja kahden eri suodatuksen, 30 µm molybdeenin (Mo/Mo) ja 25 µm rhodiumin (Mo/Rh), yhdistelmällä.

3.3 Fantomin käyttö mittauksissa

Kuvaukset 45 mm fantomilla tehdään samoin kuin tehtäisiin kuvattaessa 5 cm paksuista rintaa. Jos rinnan puristuslevyn paikka (oletettu rinnan paksuus) vaikuttaa laitteen automatiikan valitsemaan lisäsuodatuksen ja (tai) kuvausjännitteeseen, on puristuslevy asetettava vastaamaan 5 cm paksuista rintaa. Kuvauksessa käytetään valotusautomaattia normaalin kuvauskäytännön mukaisesti. Tämän jälkeen ilmakermamittaus toteutetaan luvun 3.1 ohjeiden mukaisesti käyttäen fantomikuvauksesta saatuja kuvausarvoja manuaalivalinnoissa ja mahdollisimman tarkasti samaa säteilymäärää.

3.4 Pinta-annos, ESD

Pinta-annos kuvaa annosta ilmaan potilaan pinnalla. Se on muuten sama kuin potilaaseen kohdistuneen säteilyn ilmakerma, mutta siinä on mukana myös tähän pisteeseen potilaasta sironnut säteily.

$$ESD = K_i \cdot BSF \quad (4)$$

Tässä BSF (backscatter factor) on takaisinsironta-kerroin, joka voidaan arvioida HVL:n perusteella taulukosta (liite 1, taulukko 1). Mammografiassa BSF on tyypillisesti noin 1,1 (vaihteluväli 1,07 – 1,13).

3.5 Keskimääräinen rauhaskudosannos, MGD

Keskimääräinen rauhaskudosannos kuvaa rinnan rauhaskudoksen annosta. MGD:n määrittämisen lähtökohtana on potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakerma. Jotta voidaan arvioida rauhaskudokseen absorboitunutta annosta, kohdistetun ilmakerman lisäksi tarvitaan tieto käytetystä säteilylaadusta, rinnan paksuudesta ja rinnan rauhaskudospitoisuudesta. Tässä raportissa käytetään Dancen ym. (1990, 2000, 2009) Monte Carlo-simulointeihin perustuvia kertoimia ja MGD lasketaan kaavasta:

$$MGD = K_i \cdot g \cdot s \cdot c, \quad (5)$$

missä

g on rauhaskudosannoksen konversiokerroin, joka ottaa huomioon säteilylaadun ja rinnan paksuuden (liite 1, taulukko 2)

s -kerroin ottaa huomioon käytetyn anodimateriaalin ja suodatuksen (liite 1, taulukko 3),

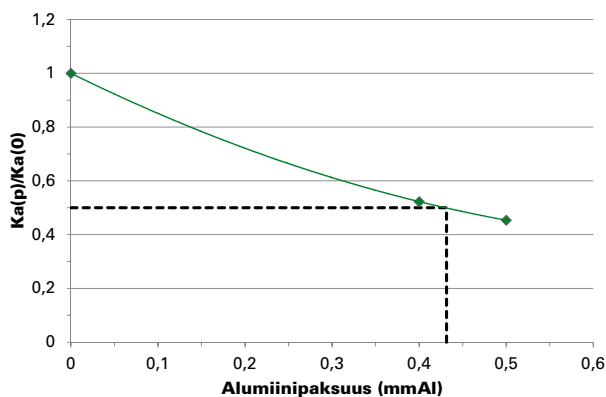
c -kerroin puolestaan rinnan rauhaskudospitoisuuden (liite 1, taulukot 4 ja 5).

Dancen simuloinneissa käytetään kohdistuvaa ilmakermaa, joka ei sisällä takaisinsirontaa pötilaasta, mutta sen sijaan siinä on mukana kompressiolevyn aiheuttama eteenpäinsironta. Koska eri mittarit havaitsevat sironneen säteilyn hyvin eri tavalla, ilmakerma mitataan tässä ohjeessa siten, että eteenpäin sironneen säteilyn vaikutus mittarin näyttämään on mahdollisimman vähäinen. Eteenpäinsironnan osuutta kohdistetussa ilmakermassa ei oteta huomioon ja sen aiheuttama virhe on luokkaa 6–9 % (Hemdahl 2005, Dance 2009, Könönen 2011).

Taulukoissa esitetyt kertoimet c ja g on laskettu tietyille, tasavälein oleville rinnanpaksuuksille ja HVL-arvoille. Kun rinnan paksuus tai HVL-arvo on näiden lukujen välillä, voidaan taulukosta valita lähin arvo tai interpoloida tätä tarkempi arvo lukujen välistä. Viitteessä Dance ym. (2000) on annettu c -kertoimet tunnetun rauhaskudospitoisuuden mukaisesti. Käytännön tilanteessa rauhaskudospitoisuus ei yleensä ole tiedossa ja käytetään Dancen ym. (2000) antamia rauhaskudospitoisuutta arvioivia c -kertoimia, jotka on taulukoitu kahdelle eri ikäryhmälle ja eri rinnanpaksuuksille. Nämä kertoimet on esitetty liitteen 1 taulukoissa 4 ja 5. Fantomikuvaukseen perustuvissa mittauksissa ja 50 % rauhaskudospitoisuudelle käytetään arvoa $c = 1$.

3.6 Säteilyn puoliintumispaksuuden määrittäminen

Puoliintumispaksuus (HVL, half-value layer) kertoo, kuinka paksu vaimentava materiaalipaksuus tarvitaan, jotta ilmakermanopeus pienenee puoleen

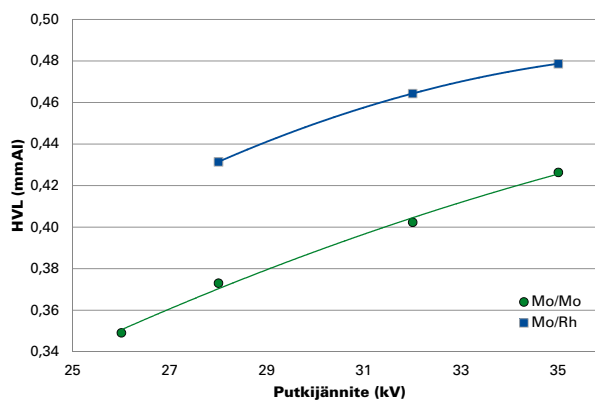


Kuva 3. Alumiinikerroksen takana mitattu ilmakerma K_a vaimentavan alumiinikerroksen paksuuden funktiona. Kuvassa katkoviiva osoittaa puoliintumispaksuuden; tämän paksuisen vaimentimen takana ilmakerma on vaimentunut puoleen. Tässä HVL on 0,43 mm Al.

siitä arvosta, joka saataisiin ilman tätä kerrosta (kuva 3). HVL mitataan usein käyttämällä vaimentavana aineena alumiinia ja HVL:n yksikkö on mm. Käytetyn säteilylaadun HVL täytyy tuntea, jotta taulukoista voidaan valita oikea konversio- tai korjauskerron ESD- ja MGD-laskentaa varten. HVL-arvot mammografiassa ovat tyypillisesti välillä 0,3 mm Al – 0,6 mm Al (liite 1, taulukko 6). Kuvassa 4 on esitetty esimerkkinä HVL-arvo jännitteen funktiona kahta eri suodatusta käytettäessä.

Paras tapa määrittää tutkimuksessa käytetyn säteilylaadun HVL-arvo on mitata se. HVL-arvot voidaan joko mitata jokaiselle käytetylle säteilylaadulle erikseen tai ne voidaan interpoloida eri säteilylaaduille tehdyistä mittauksista, jos arvot tunnetaan vähintään kaikilla käytössä olevilla anodimateriaalin ja suodatuksen yhdistelmillä ja ne kattavat käytettävän putkijännitealueen. Puoliintumispaksuutta eri putkijännitteillä voi arvioida myös mittaamalla HVL-arvon yhdellä putkijännitteellä (esim. 28 kV) ja käyttämällä polynomisovitusta muiden arvojen määrittämiseen (Robson, 2001). Kyseinen sovitus on anodimateriaali- ja suodatuskohtainen.

Jos HVL-arvon mittauksia ei ole mahdollista tehdä, voidaan HVL-arvoja arvioida kohtuullisella tarkkuudella kuvausjännitteen, anodimateriaalin ja suodatuksen perusteella. Liitteen 1 taulukossa 6 on annettu esimerkkiarvoja. Taulukoista voi etsiä suuntaa antavaa viitettä puoliintumispaksuuden määrittämiseen, mutta niitä ei suositella käytettäväksi ainoana lähteenä, sillä puoliintumispaksuudet vaihtelevat laitteittain.



Kuva 4. Esimerkkikäyrät HVL-arvoista putkijännitteen funktiona käytettäessä molybdeenianodista röntgenputkea ja kahta eri suodatinmateriaalia: 30 µm molybdeenisuodatus: Mo/Mo ja 25 µm rhodiusuodatus: Mo/Rh.

Mittauskäytäntö:

HVL-arvon määrittämisessä ilmakerman mittaus toteutetaan samalla tavalla kuin on esitetty kapaleessa 3.1. Röntgenlaitteen asento valitaan kuten normaalissa kraniokaudaalisessa kuvauksessa. Käytetty annosmittari asetetaan kuvailmaisimen suojalevyn päälle, keskelle sen rintakehänpuoleista sivua, mutta 60 mm rintakehän puoleisesta reunasta kuva-alueen sisälle päin. Kompressiolevy asetetaan mahdollisimman ylös, jotta se on kaukana mittarista. Tällöin kompressiolevy on yleensä suunnilleen puolessa välissä fokuksen ja ilmaisimen välissä.

HVL-arvo voidaan määrittää esimerkiksi kolmen ilmakermamittauksen perusteella. Mitataan ilmakerma valituilla kuvausarvoilla vapaasti ilmassa ilman alumiinisia vaimennuslevyjä, $K_a(0)$. Tämän jälkeen lisätään kompressiolevyn päälle alumiinilevyjä, joiden yhteispaksuus on p_1 ja mitataan ilmakerma $K_a(p_1)$ käyttäen samoja kuvausarvoja. Alumiinikerroksen paksuutta kasvatetaan kunnes on löydetty vähintään yksi piste (paksuus p_2), jolla mittaustulos $K_a(p_2)$ on alle puolet alkuperäisestä ilmakermosta $K_a(0)$. HVL-arvo voidaan laskea interpoloimalla puoliintumispaksuus sen molemmiin puolin olevista mittapisteistä ($p_1 < \text{HVL} < p_2$). Kun p_1 ja p_2 eivät poikkea toisistaan paljon, voidaan interpolointi tehdä lineaarisesti, mutta tarkemmin se voidaan tehdä sovittamalla vaimennuskäyrä paksuusalueella $p_1 \leq p \leq p_2$ eksponenttifunktion $K_a(p) = c \cdot e^{-\mu \cdot p}$.

Tällöin HVL:n arvo voidaan interpoloida mittaustuloksista logaritmisesti kaavalla

$$\text{HVL} = p_2 + \frac{(p_2 - p_1)}{\ln\left(\frac{K_a(p_2)}{K_a(0)}\right) - \ln\left(\frac{K_a(p_1)}{K_a(0)}\right)} \cdot \left(\ln\left(\frac{1}{2}\right) - \ln\left(\frac{K_a(p_2)}{K_a(0)}\right) \right) \quad (6)$$

Puoliintumispaksuus voidaan myös arvioida graafisesti piirtämällä mitatut annokset alumiinikerroksen paksuuden funktiona (esimerkki kuvassa 3).

Sironneen säteilyn vaikutuksen minimoimiseksi HVL-mittaus tulisi periaatteessa suorittaa ns. kapean keilan geometriassa, jossa säteilykeila on rajattu vain hieman annosmittarin anturia suu-remmaksi. Käytännössä, yllä esitetyn järjestelyn mukaisissa mittauksissa, säteilykeilan rajauksen vaikutus mittaustulokseen on kuitenkin vain 1–2 % luokkaa, joten riittävään tarkkuuteen päästään normaalillakin säteilykeilan rajauksella (Wagner ym. 1990). Mittaus on spesifioitu tehtäväksi käyttäen vaimentimena puhdasta alumiinia (puhtausaste vähintään 99,9 %). Tavallisessa alumiinissa on muita metalleja seosaineina, ja niitä käyttäen tulokset voivat vaihdella merkittävästi seosmetallien määrästä ja laadusta riippuen.

4 Mittarit

Mammografialaitteiden ilmakerman mittauksissa käytetään laitteiden röntgensäteilyn energia-alueelle soveltuvia, mammografialaitteiden mittauksiin tarkoitettuja säteilymittareita. Vaatimuksia mittareiden suorituskyvylle on annettu esimerkiksi kansainvälisessä standardissa IEC 61674 (1997). Jotta eri mittareilla mitatut tulokset olisivat vertailukelpoisia, tulee niiden olla kalibroitu kansainvälisiin mittanormaaleihin jäljitettävästi (luku 4.4). Yleensä nämä mittarityyppit havaitsevat vain yhdestä suunnasta tulevaa säteilyä. Mittarin ilmaisinsa voidaan silloin asettaa esimerkiksi fantomin tai pöydän päälle siten, että fantomista, pöydästä tai kuvadetektorilta takaisin siroava säteily ei juuri lainkaan vaikuta mittarin näyttämään (kuvat 1 ja 5).

4.1 Ionisaatiokammio

Ionisaatiokammion toiminta perustuu säteilyn aiheuttamaan kammiossa olevan kaasun (yleensä ilma) ionisoitumiseen. Ionisaatiossa syntyvät varukselliset hiukkaset kerätään ionisaatiokammion sisällä olevan sähkökentän avulla elektrodeille ja kerätty varaus on suoraan verrannollinen säteilyn ilmaan luovuttamaan energiaan. Kerätty varaus riippuu myös ionisaatiokammiossa olevan ilman lämpötilasta ja paineesta. Jotta mittauksen tulos ei riippuisi näistä tekijöistä, korjataan ionisaatiokammion näyttämä tarkoissa mittauksissa vakio- lämpötilaan (20 °C) ja paineeseen (101,3 kPa). Tämä korjaus tehdään kertomalla mittaustulos paineen ja lämpötilan korjauskertoimella k_{pT} :

$$k_{pT} = \frac{(273,15 + T) \cdot 101,3}{293,15 \cdot p} \quad (7)$$

Tässä T on mittakammion kaasun lämpötila (°C) ja p on mittakammion kaasun paine (kPa) mittaushetkellä. Joissakin ionisaatiokammioissa voi olla sisäänrakennettu lämpötilan- tai paineenkorja-

uskerroin, tai molemmat, ja käyttäjän tulee siksi tuntea oman mittarinsa toiminta. Ilman korjausta paineenvaihtelusta aiheutuva virhe huoneenlämmössä voi olla luokkaa ± 3 %.

Ilmakerma saadaan laskettua ionisaatiokammion näyttämästä M kertomalla se paineen ja lämpötilan korjauskertoimen lisäksi kalibrointikertoimella $N_{k,q}$.

$$K_a = M \cdot k_{pT} \cdot N_{k,q} \quad (8)$$

Hyvälaatuisilla ionisaatiokammioiden ilmakerma- vasteella on yleensä melko pieni energiariippuvuus ja niiden kalibrointikertoimet ovat hyvin lähellä toisiaan eri säteilylaaduilla (DeWerd 2002, Witzani 2004, Hourdakis 2010).

4.2 Puolijohdeilmaisimien

Puolijohdeilmaisimissa röntgensäteilyn kvantit synnyttävät ionisaation sijasta elektroni-aukopareja, jotka kerätään sähkökentän avulla. Puolijohdeilmaisimien ilmakerma-asteen energiariippuvuus on yleensä suurempi kuin ionisaatiokammioilla (Witzani 2004, Hourdakis 2010), mutta sitä voidaan kompensoida mm. käyttämällä sopivaa suodatinta ilmaisimen edessä. Nykyisissä mittareissa energiariippuvuutta on usein saatu ohjelmallisesti pienennettyä. Käyttäjän tulisi kuitenkin varmistua siitä, että käytössä oleva mittari on kalibroitu sellaisilla säteilylaaduilla, jotka kattavat mittauksissa käytettävän alueen. Puolijohdeilmaisimen näyttämää M ei korjata paineen ja lämpötilan korjauskertoimella, mutta myös sille tulisi käyttää käytetylle säteilylaadulle soveltuvaa kalibrointikerrointa $N_{k,q}$.

$$K_a = M \cdot N_{k,q} \quad (9)$$

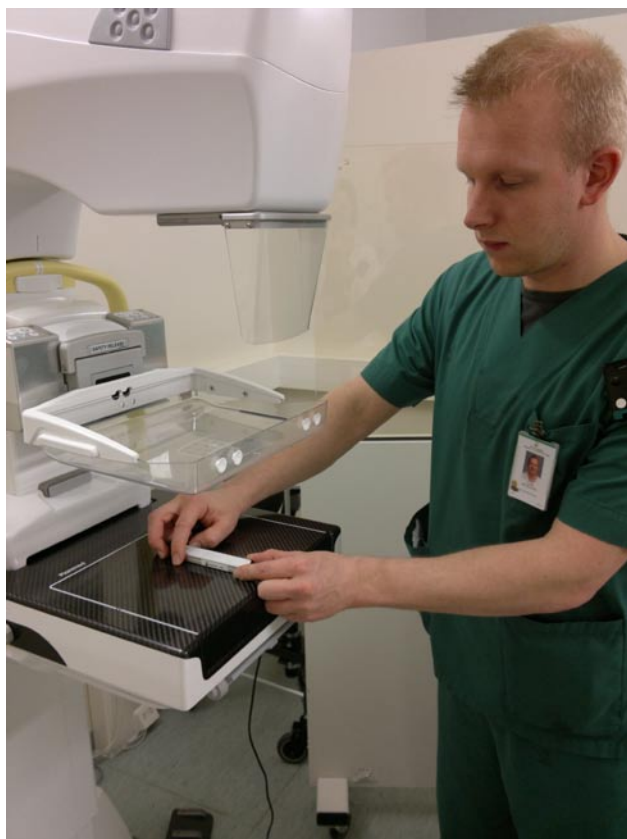
Joskus nämä mittarit sisältävät useita anturielementtejä, joiden signaalien perusteella mittariohjelmisto arvioi käytetyn säteilylaadun ja korjaa

näyttämään sisäisten korjauskertoimien avulla. Jotta laskenta toimisi oikein, nämä erilliset elementit tulee asettaa säteilykeilaan siten, että niille kohdistuu saman verran säteilyä (kuva 5). Röntgenlaitteen säteilykenttä ei ole aina tasainen, vaan esimerkiksi Heel-efektin vuoksi röntgensäteilyn intensiteetti on pienempi anodin puolella kuvakenttää. Mammografiassa röntgenputki asetetaan yleensä siten, että rintakehän puolelle tulee enemmän säteilyä kuin nännin puolelle. Sen vuoksi puolijohdeilmaisint tulisi asettaa siten, että mahdolliset erilliset anturielementit olisivat vierekkäin ja yhtä kaukana rintakehän puoleisesta reunasta.

4.3 Muut mittarit

Mammografiassa ei voida käyttää annoksen ja pinta-alan tuloa mittaavaa DAP-mittaria, koska se suodattaisi säteilyä liikaa ja mammografiassa käytettävät matalat putkijännitteet ovat sen toimintalueen ulkopuolella. Annoksen ja pinta-alan tulo ei myöskään kuvaisi hyvin potilaan annosta, koska merkittävä osa mittauksessa rekisteröitävästä säteilystä menee rinnan ohi.

Mittaukset voitaisiin periaatteessa tehdä potilastutkimuksen aikana esimerkiksi asettamalla



Kuva 5. Puolijohdemittarin asettelu mammografian ilmakermamittauksissa.

tarkoitukseen soveltuva mittari potilaan ihon pinnalle. Mammografiassa mittausta potilastutkimuksen aikana on kuitenkin käytännössä hankalaa, sillä pienikin mittari näkyy usein kuvassa diagnoosia häiritsevästi. Termoloistedosimetrejä (TLD) ei yleensä suositella käytettäväksi potilaalle tehtävän mammografiatutkimuksen aikana, koska mammografiassa käytettävillä pienillä energioilla mittari saattaa näkyä kuvassa ja häiritä diagnoosia. Fantomimittauksissa niitä voidaan käyttää. Puolijohdeilmaisinten tapaan termoloistedosimetrien vasteen energiariippuvuus on suuri ja se tulee huomioida mittauksia tehtäessä käyttämällä sopivia kalibrointikertoimia: ellei näin menetellä mittauksen kokonaisuvarmuus kasvaa merkittävästi ja on otettava huomioon mittauksen virhearviossa (Brenier 1998). TLD-mittauksia tehtäessä on myös otettava huomioon, että ne havaitsevat joka suunnasta tulevaa säteilyä. Jos niillä mitataan fantomin päällä, ne havaitsevat myös fantomista tulevan takaisinsironnan, jolloin potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakerman määrittämiseksi mittarin näyttämästä on vähennettävä takaisinsironnan aiheuttama osuus.

Jos rinnan ohi menevä säteily ei saturoi kuva-ilmalaisimen signaalia, voidaan digitaalisen laitteen kuvailmaisimen pikseliarvoja käyttää tutkimuksen aikaisiin ilmakerman mittauksiin. Tällöin pikseliarvon ilmakermariippuvuus ja energiariippuvuus täytyy tuntea ja ottaa huomioon (Kauppinen 2008, Toroi 2009).

4.4 Säteilymittareiden kalibroinnit ja toimintakunnon seuranta

Mittauslaitteiston ylläpitoon kuuluu mittareiden säännöllinen kalibrointi tai niiden oikean toiminnan varmistaminen ja toimintakunnon tarkkailu. Ohjeen ST 1.9 (2008) mukaisesti potilaan säteilyaltistuksen määrittämisessä käytettävän säteilymittarin (sekä erillisen mittarin että röntgenlaitteeseen kiinteästi asennetun tai laskentaan perustuvan annosnäytön) on oltava asianmukaisesti kalibroitu siten, että mittaukset ovat jäljitettävissä mittanormaaleihin. Kalibrointi tehdään, kun mittari otetaan käyttöön, ja sen jälkeen vähintään kerran viidessä vuodessa (ohje ST 1.9). Uusintakalibrointien välillä mittarin toimintakuntoa seurataan toistomittauksin mittarin käyttöohjeiden mukaisesti.

Mittarin kalibroinnissa joko mittarin näyttöä säädetään tai mittarille annetaan kalibrointi-

kerroin N_k , jolla mittarin näyttämä on kerrottava oikean tuloksen saamiseksi. Usein mittarit kalibroidaan muutamalla eri säteilylaadulla (q) ja mittarille annetaan oma kerroin kullekin säteilylaadulle $N_{k,q}$. Mittareilla, joiden vasteen energiariippuvuus

on pieni, nämä kertoimet ovat samansuuruisia eri säteilylaaduilla ja voidaan käyttää vain yhtä kerrointa. Jos mittarin vasteen energiariippuvuus on suuri, on tärkeää käyttää säteilylaatukohtaisia kalibrointikertoimia.

5 Epävarmuusarvio

Kansainvälisen ohjeiston mukaisesti mitatun ilmakerman laajennettu epävarmuus kattavuuskertoimella 2 (95 % luotettavuustasolla) tulisi yleensä olla alle 7 % (Wagner 1992, ICRP 2005, IAEA 2007). Käytännön tilanteissa tämä tarkkuus voi olla joskus hankalaa saavuttaa ja epävarmuus saattaa olla huomattavasti suurempi. Yksittäiselle potilaalle lasketun rauhaskudosannoksen epävarmuus on vielä paljon suurempi. Tämä johtuu mm. siitä, ettei potilaan rintojen rauhaskudospitoisuutta yleensä

tunneta tarkasti. Tämän vuoksi potilaan rauhaskudosannoksen arviointiin käytetään liitteen 1 taulukoissa 4 ja 5 olevia *c*-kertoimia. Jos konversio-kertoimia käytetään eri paikoissa samalla tavoin, ovat tulokset vertailukelpoisia keskenään. Suurelle potilasjoukolle rauhaskudoksen määrän vaihtelut keskiarvoistuvat. Epävarmuusarvion tekemisessä voidaan käyttää kansainvälistä ohjeistusta ja julkaisuja (ISO 1995, IAEA 2007, Gregory 2006).

6 Säteilyaltistuksen vertailu vertailutasoihin

STUK antaa erillisellä päätöksellä vertailutasot. Mammografiatutkimuksessa vertailutaso on asetettu käyttäen ensisijaisesti suuretta MGD. Tämän rinnalla voidaan käyttää myös päätöksen mukaista vertailutasoa ESD siirtymäkauden ajan (vuoden 2013 loppuun). Tässä raportissa kuvataan menetelmät MGD:n ja ESD:n määrittämiseksi siten, että tuloksia voidaan verrata STUKin antamiin vertailutasoihin ja käyttää myös hyödyksi säteilyaltistuksen muutosten arvioinnissa. Mammografiatutkimuksista potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittämisestä esitetään vaatimukset mammografiatoimintaa koskevassa ST-ohjeessa.

Säännöllisillä annosmittauksilla voidaan varmistaa se, että potilaiden säteilyannokset eivät muutu huomaamatta laitteen toimintakunnon muutosten takia. Vertailutasojen avulla voidaan havaita röntgenlaitteet ja tutkimuskäytännöt, joista aiheutuu tavanomaista suurempia säteilyaltistuksia. Vertailutasoja ei ole tarkoitettu käytettäväksi

yksittäisten potilaiden säteilyannosten rajoittamiseen, vaan potilaiden keskimääräisen säteilyaltistuksen seuraamiseen ja vertailuun. Kussakin yksikössä mitatun keskimääräisen potilasannoksen tulisi jäädä tämän määrätyn vertailutason alle. Jos keskimääräinen annos ylittää asetetun vertailutason, on toimipaikan selvittettävä poikkeaman syyt ja tarvittaessa on tehtävä tarpeelliset toimenpiteet potilaiden säteilyaltistusten pienentämiseksi.

Vertailutasojen ylittyminen ei välttämättä tarkoita, että mammografiatutkimus olisi tehty huonosti. Vertailutasoa suurempien säteilyaltistusten käyttäminen voi olla perusteltua esimerkiksi tavallista paremman kuvanlaadun vuoksi, jos se katsotaan tarpeelliseksi. Toisaalta se, että vertailutasot eivät ylity, ei vielä merkitse sitä, että mammografiakuvaus olisi säteilyturvallisuuden kannalta hyvin optimoitu; tällöinkin säteilyaltistusta voidaan usein edelleen pienentää ilman, että tutkimuksesta saatava lääketieteellinen hyöty vähenee.

7 Yhteenveto

Suomessa siirrytään vuoden 2011 aikana käyttämään pääasiallisena mammografian annossuureena keskimääräistä rauhaskudosannosta (MGD) tarkoitukseen aiemmin käytetyn pinta-annoksen (ESD) sijaan. Tällä raportilla päivitetään mammografian osalta vuonna 2004 STUKin julkaisema potilaansäteilyaltistuksen määrittämisohje (STUK tiedottaa 1/2004). Raportissa on esitetty menetelmät sekä keskimääräisen rauhaskudosannoksen että pinta-annoksen määrittämiseksi. Menetelmät perustuvat kohdistuvan ilmakerman mittaamiseen tai laskentaan ja rauhaskudosannoksen tai pinta-annoksen laskentaan siitä julkaistujen konversio-kertoimien avulla. Raportissa esitettyjä menetelmiä

käyttämällä kansallinen mittauskäytäntö voidaan pitää yhtenäisenä ja kansainvälisesti vertailukelpoisena.

Raportissa on annettu aikaisempaa tarkempaa ohjeistusta kohdistetun ilmakerman määrittämisestä joko suoraan mittaamalla tai laskennallisesti säteilytuoton avulla. Kompressiolevy suositellaan asettamaan mittausten ajaksi mahdollisimman ylös, eli mahdollisimman kauas annosmittarista. Tällöin kompressiolevyistä mittarille pääsevän, eteenpäin sironneen säteilyn osuus on mahdollisimman vähäinen, ja erilaisten säteilymittareiden antamat tulokset ovat paremmin sopusoinnussa keskenään.

8 Viitteet ja kirjallisuutta

- Brenier JP, Lisbona A. Air kerma calibration in mammography of thermoluminescence and semiconductor dosimeters against an ionization chamber. *Rad. Prot. Dosim.* 80, 239–241 (1998).
- Dance DR. Monte Carlo calculations of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose, *Phys. Med. Biol.* 35(9), 1211–1219 (1990).
- Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Korte CJ. Additional factors for estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med. Biol.* 45, 3225–3240 (2000).
- Dance DR, Young KC, van Engen RE. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol.* 54, 4361–4372 (2009).
- Dance DR, Young KC, Van Engen RE. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: Factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol.* 56(2), 453–471 (2011).
- DeWerd LA, Micka JA, Laird RW, Pearson DW, O'Brien M, Lamperti P. The effect of spectra on calibration and measurements with mammographic ionization chambers. *Med. Phys.* 29, 2649–2654 (2002).
- European Commission (EC). European protocol on dosimetry in mammography, No. 16263 EN in Report EUR. European Commission, Luxembourg (1996).
- European Commission (EC). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, 4th edition. European Commission, Luxembourg (2006).
- Gregory KJ, Pattison JE, Bibbo G. Uncertainties of exposure-related quantities in mammographic x-ray unit quality control. *Med. Phys.* 33 (3), 687–698 (2006).
- Hemdal B, Herrnsdorf L, Andersson I, Bengtsson G, Heddson B and Olsson M. Average glandular dose in routine mammography screening using Sectra microdose mammography unit. *Rad. Prot. Dos.* 114(1–3), 436–443 (2005).
- Hemdal B. Evaluation of absorbed dose and image quality in mammography. Faculty of Science at Lund University, Malmö, Sweden. Väitöskirja (2009).
- Hourdakakis CJ, Boziari A, Manetou A. Performance evaluation of diagnostic radiology dosimeters in clinical and calibration x-ray beams. *Health Phys.* 98(5), 704–16 (2010).
- International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical report series no. 457. IAEA, Vienna (2007).
- International Electrotechnical Commission (IEC) Medical Electrical Equipment — Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semiconductor Detectors as Used in X-Ray Diagnostic Imaging. IEC 61674. IEC, Geneva (1997).

- International Commission on Radiological Protection (ICRP). The Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Oxford: Pergamon Press, Ann. ICRP 37(2–4), 1–332 (2007).
- International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Patient dosimetry for x-rays used in medical imaging. ICRU Report 74 J. ICRU 5(2), 1–113 (2005).
- International Organization for Standardization (ISO). Guide to the expression of uncertainty in measurement. ISO, Geneva (1995).
- Kauppinen E. Determining patient dose in mammography from digital image information. Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä. Licensiaattityö (2008).
- Könönen N. Kompressiolevyn aiheuttaman eteenpäinsironnan vaikutus suoradigitaalisen mammografian dosimetriassa. Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä. Pro-gradutyö (2011).
- Robson KJA. Parametric method for determining mammographic x-ray tube output and half value layer. Br. J. Radiol. 74, 335–40 (2001).
- Sosiaali- ja terveysministeriö (STM). Sosiaali- ja terveysministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä 423/2000. Helsinki (2000).
- Säteilyturvakeskus (STUK). Pohjoismaisten säteilyturvallisuusviranomaisten säteilysuojeluraporttisarjan raportti, nro 1. Mammografian laadunvarmistus: Suorituskyky- ja vakioisuusmittaukset (1990).
- Säteilyturvakeskus (STUK). Ohje ST 3.2 Mammografialaitteet ja niiden käyttö (2001).
- Säteilyturvakeskus (STUK). Ohje ST 3.7 Mammografiaan perustuva rintasyöpäseulonta (2001).
- Säteilyturvakeskus (STUK). Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. STUK, Helsinki (2004).
- Säteilyturvakeskus (STUK). Ohje ST 1.9, Säteilystoiminta ja säteilymittaukset (2008).
- Toroi P, Nieminen M, Tenkanen-Rautakoski P, Varjonen M. Determining air kerma from pixel values in digital mammography. Phys. Med. Biol. 54, 3865–3879 (2009).
- Wagner LK, Archer BR, Cerra F. On the measurement of half-value layer in film-screen mammography. Med. Phys. 17(6), 989–997 (1990).
- Wagner LK, Fontenla DP, Kimme-Smith C, Rothenberg N, Shepard J, Boone JM. Recommendations on performance characteristics of diagnostic exposure meters: Report of AAPM Diagnostic X-Ray Imaging Task Group No. 6. Med. Phys. 19, 231–241 (1992).
- Witzani J et. al. Calibration of dosimeters used in mammography with different x ray qualities: Euromet project NO. 526. Rad. Prot. Dosim. 108, 33–45 (2004).

LIITE 1 Taulukot

Taulukko 1. Takasinsirontakertoimet (BSF) eri säteilylaaduilla (EC 1996).

HVL (mm Al)	BSF
0,25	1,07
0,30	1,07
0,35	1,08
0,40	1,09
0,45	1,10
0,50	1,11
0,55	1,12
0,60	1,12
0,65	1,13

Taulukko 2. *g*-kertoimet (mGy/mGy) 2–11 cm paksuisille rinnoille, joiden rauhaskudospitoisuus on 50 %, röntgensäteilyn eri puoliintumispaksuuksilla (HVL) (Dance 2000).

Rinnan paksuus (cm)	HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2	0,390	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587
3	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
4	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
4,5	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
5	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310
6	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
7	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224
8	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195
9	0,0859	0,0981	0,1106	0,1233	0,1357	0,1543	0,1723
10	0,0763	0,0873	0,0986	0,1096	0,1207	0,1375	0,1540
11	0,0687	0,0786	0,0887	0,0988	0,1088	0,1240	0,1385

Taulukko 3. *s*-kertoimet eri anodimateriaaleille ja suodatuksille (Dance 2000 ja 2009).

Anodi/suodatus	<i>s</i> -kerroin
Mo/30 µm Mo	1
Mo/25 µm Rh	1,017
Rh/25 µm Rh	1,061
Rh/1 mm Al	1,044
W/50–60 µm Rh	1,042
W/50–75 µm Ag	1,042

Taulukko 4. Keskimääräiset c -kertoimet 2–11 cm paksuisille rinnoille, ikäryhmässä 40–49 vuotta, röntgensäteilyn eri puoliintumispaksuuksilla (HVL) (Dance 2000).

Rinnan paksuus (cm)	HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
3	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918
4	0,941	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955
5	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004
6	1,080	1,078	1,074	1,074	1,071	1,068	1,066
7	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,130	1,127
8	1,220	1,213	1,206	1,205	1,199	1,190	1,183
9	1,270	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225
10	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251
11	1,294	1,290	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256

Taulukko 5. Keskimääräiset c -kertoimet 2–11 cm paksuisille rinnoille, ikäryhmässä 50–64 vuotta, röntgensäteilyn eri puoliintumispaksuuksilla (HVL) (Dance 2000).

Rinnan paksuus (cm)	HVL (mm Al)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
3	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,940	0,941
4	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
5	1,086	1,082	1,081	1,078	1,075	1,071	1,069
6	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134
7	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188
8	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227
9	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249
10	1,307	1,298	1,290	1,286	1,283	1,272	1,261
11	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266

Taulukko 6. Puoliintumispaksuudet (mm Al) yleisimmille mammografiassa käytetyille säteilylaaduille (IAEA 2007).

Putkijännite (kV)	Anodi/suodatus			
	Mo/30 μ m Mo	Mo/ 25 μ m Rh	Rh/ 25 μ m Rh	W/50 μ m Rh
24	0,317	0,381	0,369	0,507
25	0,326	0,389	0,382	0,516
26	0,336	0,397	0,394	0,525
27	0,345	0,405	0,407	0,534
28	0,355	0,413	0,419	0,543
29	0,365	0,422	0,432	0,552
30	0,374	0,43	0,444	0,561
31	0,384	0,438	0,457	0,571
32	0,394	0,446	0,469	0,58
33	0,403	0,454	0,482	0,589
34	0,413	0,463	0,494	0,598

LIITE 2 Esimerkit

Esimerkki 1. Ilmakerman mittaaminen ja säteilytuoton laskeminen

Laitteella, jossa on molybdeenianodinen röntgenputki ja säteilykeilassa on 25 µm Rh-suodatus mitataan kuvausarvoilla 28 kV ja 63 mAs ionisaatiokammiolla tulokset $M_1 = 5,56$ mGy, $M_2 = 5,59$ mGy ja $M_3 = 5,57$ mGy. Ilmanpaine on 99 kPa ja lämpötila on 22 °C. Paine- ja lämpötilakorjaus on yhtälön (7) mukaisesti 1,03. Mittarin kalibroitikerroin $N_{k,q}$ käytetyllä säteilylaadulla on 1,02. Näistä yhtälön (8) mukaisesti laskettu ilmakerma on:

$$K_a = \frac{(5,56 \text{ mGy} + 5,59 \text{ mGy} + 5,57 \text{ mGy})}{3} \cdot 1,02 \cdot 1,03 = 5,86 \text{ mGy}$$

Röntgenlaitteen säteilytuotto mittauksessa käytetyllä etäisyydellä saadaan kaavasta (2)

$$Y = \frac{5,86 \text{ mGy}}{63 \text{ mAs}} = 0,093 \text{ mGy/mAs}$$

Esimerkki 2. Puoliintumispaksuuden määrittäminen

Halutaan mitata HVL esimerkin 1 tapauksessa laitteella, jossa on molybdeenianodinen röntgenputki ja säteilykeilassa on 25 µm Rh-suodatus ja käytetään putkijännitettä 28 kV. Ilman alumiinilevyjä ilmakerma on siis 5,86 mGy. Käytetään samoja kuvausarvoja ja asetetaan kompressiolevyn päälle ensin 0,4 mm alumiinia, jolloin $p_1 = 0,4$ mm. Ilmakermaksi saadaan $K_a(p_1) = 3,06$ mGy. Ilmakermojen suhde on $K_a(p_1)/K_a(0) = 0,52$, eli HVL on hieman yli 0,4 mm Al. Seuraavaksi lisätään vielä 0,1 mm alumiinia, jolloin $p_2 = 0,5$ mm. Nyt ilmakermaksi saadaan $K_a(p_2) = 2,66$ mGy ja $K_a(p_2)/K_a(0) = 0,45$.

Puoliintumispaksuudeksi saadaan kaavasta 6:

$$HVL = 0,5 \text{ mm Al} + \frac{(0,5 \text{ mm Al} - 0,4 \text{ mm Al})}{\ln(0,45) - \ln(0,52)} \cdot [\ln(0,5) - \ln(0,45)]$$

$$HVL = 0,43 \text{ mm Al}$$

Esimerkki 3. Rauhaskudosannoksen määrittäminen potilaalle

Halutaan mitata potilaan rauhaskudosannos tehdyssä kuvauksessa. Potilastutkimuksessa käytettiin molybdeenianodia ja 25 µm Rh-suodatusta, putkijännitettä 29 kV ja sähkömäärää 50 mAs. Potilaan ikä on 45 vuotta ja rinnan paksuus on 5,5 cm. Fokuksen ja detektorin suojalevyn pinnan välinen etäisyys on 63 cm, joten FSD = 57,5 cm. Laitteelle on mitattu säteilytuotto- ja HVL-käyrät, jotka on esitetty kuvissa 2 ja 4. Mittausetäisyys FCD on 61 cm.

1. Määritetään ilmakerma

Säteilytuottokuvasta (Mo/Rh-käyrä, kuva 2) katsotaan 29 kV kohdalta säteilytuotto

(0,132 mGy/mAs). Tästä lasketaan ilmakerma potilaan rinnan pinnalla kaavojen 1 ja 3 mukaisesti:

$$K_i = 0,132 \text{ mGy/mAs} \cdot 50 \text{ mAs} \cdot \left(\frac{61 \text{ cm}}{57,5 \text{ cm}} \right)^2 = 7,43 \text{ mGy}$$

2. Määritetään HVL

HVL-käyrästä (Mo/Rh-käyrä, kuva 4) katsotaan 29 kV kohdalta HVL-arvo (0,441 mm Al).

3. Lasketaan MGD

Säteilylaadun ja rinnan paksuuden perusteella liitteen 1 taulukoista arvioidaan arvot konversiokertoimille: $g = 0,208$, $s = 1,017$ ja $c = 1,039$. Näiden tietojen perusteella lasketaan MGD kaavan 5 mukaisesti.

$$MGD = 7,43 \text{ mGy} \cdot 0,208 \cdot 1,017 \cdot 1,039 = 1,63 \text{ mGy}$$

Esimerkki 4. Rauhaskudosannoksen määrittäminen fantomilla

1. Fantomin kuvaus

Selvitetään fantomin avulla käytettävät kuvausarvot. Kuvataan 45 mm paksu PMMA-fantomi valotusautomaatin avulla. Laite valitsee W-anodin, 25 μm Rh-suodattimen, putkijännitteen 30 kV ja säteily määrän 59 mAs.

2. Ilmakermamittaus

Laitteesta ei saada käsiarvoja käytettäessä valittua täsmälleen samaa sähkömäärää kuin laite antaa fantomin kuvauksessa. Mitataan puolijohdeilmaisimella kuvausarvoilla 30 kV, käyttäen W-anodia, Rh-suodatinta ja sähkömäärää 63 mAs ja saadaan tulokset $M_1=2,74 \text{ mGy}$, $M_2=2,72 \text{ mGy}$ ja $M_3=2,77 \text{ mGy}$. Mittarin kalibrointikerroin $N_{k,q}$ käytetyllä säteilylaadulla on 0,97. Näistä laskettu ilmakerma on:

$$K_a = \frac{(2,74 \text{ mGy} + 2,72 \text{ mGy} + 2,77 \text{ mGy})}{3} \cdot 0,97 = 2,66 \text{ mGy}$$

Ilmakerma fantomin kuvauksessa saadulla sähkömäärällä saadaan mittaustuloksesta laskemalla siitä säteilyntuotto kaavan 2 mukaisesti ja kertomalla se fantomin kuvauksen sähkömäärällä kaavan 3 mukaisesti.

$$K_a = \frac{2,66 \text{ mGy}}{63 \text{ mAs}} \cdot 59 \text{ mAs} = 2,49 \text{ mGy}$$

Mittausetäisyys FCD on 61 cm. Tästä lasketaan kaavalla 1 ilmakerma 5 cm paksuisen rinnan pinnalle FSD = 58 cm.

$$K_i = 2,49 \text{ mGy} \cdot \left(\frac{61 \text{ cm}}{58 \text{ cm}} \right)^2 = 2,75 \text{ mGy}$$

3. HVL mittaus

Ilman alumiinilevyjä mittausetäisyydellä FCD = 61 cm ja sähkömäärällä 63 mAs ilmakerma on siis 2,66 mGy. Käytetään samoja kuvausarvoja ja asetetaan kompressiolevyn päälle ensin 0,5 mm alumiinia, jolloin $p_1=0,5 \text{ mm}$. Ilmakermaksi saadaan $K_a(p_1) = 1,44 \text{ mGy}$. Ilmakermojen vaimennussuhde on $K_a(p_1)/K_a(0) = 0,54$, eli HVL on yli 0,5 mm Al. Seuraavaksi lisätään vielä 0,1 mm alumiinia, jolloin $p_2=0,6 \text{ mm}$. Nyt ilmakermaksi saadaan $K_a(p_2) = 1,30 \text{ mGy}$ ja $K_a(p_2)/K_a(0) = 0,49$.

Puoliintumispaksuudeksi saadaan kaavasta 6:

$$HVL = 0,6 \text{ mm Al} + \frac{(0,6 \text{ mm Al} - 0,5 \text{ mm Al})}{\ln(0,49) - \ln(0,54)} \cdot [\ln(0,5) - \ln(0,49)]$$

HVL on 0,58 mm Al.

4. Lasketaan MGD

Taulukoista interpoloidaan lineaarisesti puoliintumispaksuutta 0,58 mm Al vastaava g -kerroin = 0,301 (taulukko 2, rinnan paksuus 5 cm). W-anodin ja Rh-suodatuksen yhdistelmälle s -kerroin on $s = 1,042$ (taulukko 3). Fantomimittauksessa c -kerroin on aina 1, koska PMMA:n ajatellaan olevan 50 % rauhaskudosta ja 50 % rasvakudosta. Keskimääräinen rauhaskudosannos voidaan nyt laskea kaavasta 5:

$$MGD = 2,75 \text{ mGy} \cdot 0,301 \cdot 1,042 \cdot 1 = 0,86 \text{ mGy}$$

Keskimääräinen rauhaskudosannos on siis 0,86 mGy.